B7

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 594 322**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **86 02109**

(51) Int Cl⁴ : A 61 B 17/36.

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) Date de dépôt : 17 février 1986.

(30) Priorité :

(43) Date de la mise à disposition du public de la demande : BOPI « Brevets » n° 34 du 21 août 1987.

(60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

(71) Demandeur(s) : *VAN CLEEF Jean-François.* — FR.

(72) Inventeur(s) : Jean-François Van Cleef.

(73) Titulaire(s) :

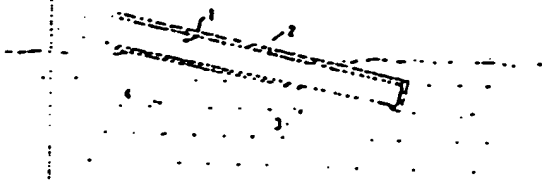
(74) Mandataire(s) :

(54) Aiguille composite pour électrocoagulation monopolaire.

(57) L'invention concerne une aiguille composite dont la surface de la partie pénétrant les tissus 4 comprend au moins deux types de matériaux. Des matériaux électroconducteurs 1 et des matériaux isolants 2.

Ainsi, la géométrie des tissus électrocoagulés 3 est fonction de la répartition des surfaces conductrices. Ce procédé permet de préserver les tissus nobles traversés par l'aiguille de toute brûlure électrique.

Cet instrument composite, selon l'invention, est particulièrement destiné à la microchirurgie, la dermoesthétique et l'angiologie.



FR 2 594 322 - A1

2594322

La présente invention concerne une aiguille composite pour électrocoagulation monopolaire.

Des instruments chirurgicaux qui,reliés à un générateur de haute fréquence,électrocoagule des tissus,sont décrits dans la littérature(cf,par exemple,le brevet français n°2 153 679).Des électrodes bipolaires ont déjà été décrites(cf,le brevet européen n°67 680).En France,il existe de nombreuses aiguilles métalliques,utilisées en électrocoagulation monopolaire.

L'électrocoagulation de tous les tissus en contact avec la surface de l'aiguille était inévitable;ce qui limitait considérablement son utilisation, du fait que la brûlure électrique qui en résultait intéressait non seulement les tissus pathologiques ou indésirables,mais aussi les tissus nobles,situés sur tout le trajet de la tige conductrice.

Une aiguille composite présente,au sein des tissus(4)au moins 2 parties :

- Une partie conductrice(1)de faible impédance électrique,métallique ou non,qui permet la conduction du porte-aiguille relié au générateur E-F jusqu'aux tissus à électrocoaguler.
- Une partie isolante(2),naturelle ou synthétique,de conductivité nulle ou très faible,qui permet de protéger les tissus nobles de toute brûlure électrique.

Les classiques aiguilles métalliques présentaient au sein des tissus une surface conductrice homogène,réalisant,après passage du courant,un cylindre ou un cône de matière électrocoagulées.

Les aiguilles composites,de section circulaire,présentent,face aux tissus à préserver,des surfaces de cylindre en matériaux isolants,et face aux tissus à électrocoaguler,des surfaces de cylindre en matériaux conducteurs. Ainsi la géométrie des zones électrocoagulées(3)est fonction de la forme et de la répartition des surfaces conductrices.La répartition des zones électrocoagulées est donc parfois asymétrique par rapport à l'axe de l'aiguille.

L'électrocoagulation au sein des cavités naturelles de l'organisme,pose souvent les mêmes problèmes techniques,du fait de l'exiguité des lieux.Les aiguilles composites,en présentant une surface isolante en regard des muqueuses ou des tissus nobles permettent une électrocoagulation centrée sur la zone chirurgicale.Citons par exemple,l'électrocoagulation des cornets au niveau des fosses nasales,l'électrocoagulation d'ectropion au niveau du col de l'utérus ou encore l'épilation électrique.

L'importance des zones de tissus coagulés dépend d'une part de la nature et de l'intensité du courant haute fréquence,et d'autre part de la superficie des surfaces de conduction en contact avec ces tissus.A diamètre égal,les surfaces de conduction d'une aiguille composite sont inférieures à celles d'une aiguille homogène?Ainsi,pour avoir une zone d'électrocoagulation

de même volume entre les deux aiguilles,il convient d'augmenter pour l'aiguille composite,le temps d'électrisation sans augmenter l'intensité du courant H-F.En effet,l'augmentation d'intensité du courant entraîne une carbonisation et une adhérence excessive des tissus sur les surfaces conductrices.
L'accumulation de matière de tissus adhérents,provoque une diminution importante de la conduction entre la surface conductrice et les tissus.Ainsi,toute nouvelle aiguille composite doit faire l'objet d'un étalonnage pour les temps d'électrisation et les intensités de courant à utiliser.De plus,le médecin opérateur doit s'assurer,au cours de l'intervention,de la propreté des surfaces de conduction.L'utilisation d'un procédé antiadhérent et conducteur est possible.

Ces aiguilles composites sont particulièrement destinées à la médecine, la chirurgie humaine ou animale,à la biologie cellulaire et à l'industrie agro-alimentaire.Du fait que leur diamètre peut être inférieur à 0,15mm à la pointe,ces instruments présentent un intérêt particulier en microchirurgie et en angiodermoesthétique.

Ces aiguilles composites peuvent être de toutes formes,de toutes dimensions et de structures variées et variables.Elles peuvent être droites, courbes ou coudées,de section circulaire ou non.Les diamètres inférieurs à 0,150mm sont certainement les plus utiles.La longueur des aiguilles est fonction du travail à effectuer et de la rigidité désirée.Les structures font appel à au moins deux types de matériaux.D'abord,des matériaux de forte conductivité,solides,liquides ou gélifiés,composent l'extrémité proximale de l'instrument en contact avec le porte-aiguille,les surfaces de conduction en contact avec les tissus à électrocoaguler,la ou les liaisons entre ces deux structures.Les métaux conduisant généralement bien l'électricité et participant à la rigidité de l'aiguille sont faciles à employer dans cette application.

Ensuite,des matériaux de conductivité nulle ou très faible,solides, solides ablatifs ou liquides ablatifs,composent les surfaces isolantes et, éventuellement la structure interne de l'aiguille.Ce sont des fibres naturelles ou synthétiques,des résines,des polymères fluorocarbonés,des polymères de silicones,des corps composites imprégnés de fluorure,des phosphates organiques,des céramiques.Les solides ablatifs peuvent être des cires d'esthers ou des composés sulfurés,des graisses ou des hydrocarbures de silicone.
Les liquides ablatifs peuvent être des huiles de silicone ou des fluides perfluoropolysynthétiques.A titre d'exemple,une aiguille composite polyvalente destinée avant tout à la dermo-esthétique a été fabriquée.Au départ, il s'agit d'un cylindre en acier.Ce cylindre est décolleté pour donner une aiguille métallique comprenant deux parties.

Une partie proximale conductrice qui se fixe au porte-aiguille;une partie distale dont la surface présente une courbure concave en dehors,par rapport à l'axe de l'aiguille,longue de 15mm et formant une pointe d'un diamètre de 0,080mm à son extrémité.Puis un revêtement à base de PTFE et de résine liante est déposé sur la partie distale dont l'épaisseur est d'environ 0,015mm.

Il s'agit donc d'un isolant électrique à base de fluorocarbone.

Après stérilisation,le médecin opérateur dénude la surface de son choix à l'aide,par exemple,d'un accessoir comprenant un curseur avec échelle de mesure,d'un grattoir ou d'une lame de scalpel,ou bien encore d'une pince à dénuder. Ainsi,l'opérateur dénude par exemple la pointe(Fig.2)pour électrocoaguler une couperose,des angiomes stellaires,ou des petits vaisseaux au niveau des ailes du nez ou par exemple l'extrémité distale sur 2 à 4mm de long et sur toute la circonférence de l'aiguille pour une épilation électrique ou encore par exemple sur une surface cylindrique de 1 à 5mm de long et 2/10 Rad d'arc sur la face latérale de l'aiguille(Fig.1)pour électrocoaguler une varicosité ou un angiome plan,tout en préservant l'épiderme.L'opérateur peut aussi,à l'aide d'une pince non contendante,couder cette aiguille,droite à l'origine.

Cette aiguille composite,de fabrication aisée,peut être stérilisée, peut être à usage unique et peut être jettable.Les dénudations peuvent être effectuées par le fabricant.

Ce simple exemple montre l'intérêt évident de cette invention.

Revendications

I - Aiguilles composites pour électrocoagulation monopolaire caractérisées en ce qu'elles comprenent, dans la partie pénétrante, au moins deux types de surfaces : des surfaces électroconductrices et des surfaces électroisolantes.

2 - Aiguilles d'électrocoagulation, selon la revendication I, caractérisées en ce que la partie pénétrante a une surface homogène qui peut être extemporanement et partiellement isolée ou dénudée par l'opérateur.

3 - Aiguilles, selon les revendications I et 2, caractérisées en ce qu'elles sont droites, courbes ou coudées ou facilement modelables par l'opérateur.

4 - Aiguilles, selon les revendications I et 2, caractérisées en ce que le diamètre de la partie pénétrante est inférieur à 0,150mm.

5 - Aiguilles, selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisées en ce que la répartition des surfaces conductrices est asymétrique par rapport à l'axe de l'aiguille (fig.I).

6 - Aiguilles, selon les revendications I et 2, caractérisées en ce que leur structure interne est constituée de fibres naturelles ou synthétiques.

7 - Aiguilles, selon les revendications I et 2, caractérisées en ce que le ou les matériaux conducteurs sont solides, liquides ou gélifiés.

8 - Aiguilles, selon les revendications I et 2, caractérisées en ce que les surfaces conductrices ont un caractère antiadhérent pour les tissus électrocoagulés.

9 - Aiguilles, selon les revendications I et 2, caractérisées en ce que les surfaces isolantes comportent une composition d'un polymère fluorocarboné ou d'un polymère de silicone.

IO - Aiguilles, selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisées en ce que lors de l'utilisation elles sont dénudées à l'aide d'instruments, d'outils, d'appareils ou de machines; ou en ce que lors de l'utilisation l'opérateur

déposé extemporanement sur sa surface des matériaux électroisolants et particulièrement sous la forme d'une gaine.

II - Aiguilles, selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisées en ce qu'elles peuvent être utilisées au sein des cavités naturelles.

2594322

FIG. 1

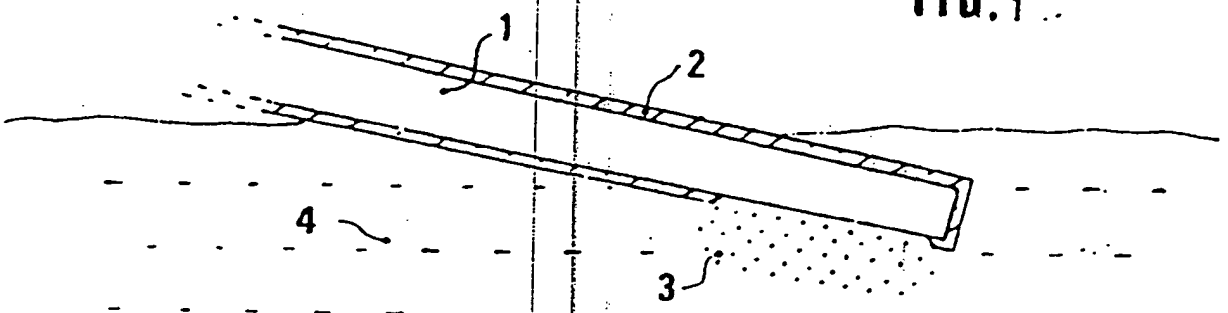
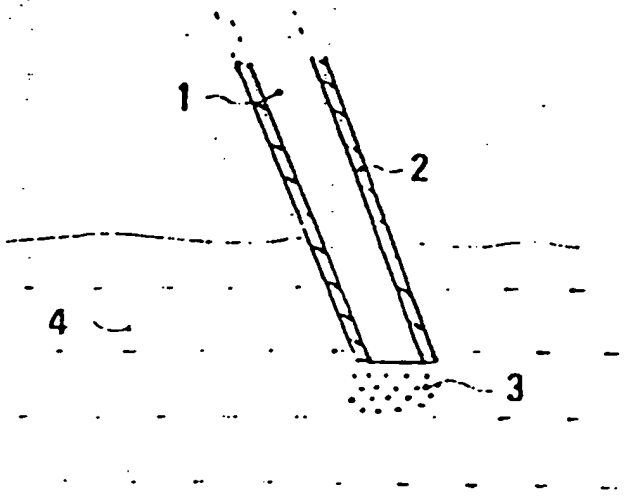


FIG. 2



19 FRENCH REPUBLIC

NATIONAL INSTITUTE OF INDUSTRIAL PROPERTY

PARIS

11 Publication No.: 2 594 322

21 National Registration No.: 86 02 109

51 Int. Cl.11[4]: A 81 B 17/35

12 APPLICATION FOR PATENT OF INVENTION A1

22 Filing date: February 17, 1986

30 Priority:

43 Date on which application was made available to the public:
BOPI "Brevets" No. 34 of August 21, 1987

50 References to other related national documents:

71 Applicant(s): Jean-François VAN CLEEF, FR

72 Inventor(s): Jean-François Van Cleef

73 Holder(s):

74 Representative(s):

54 Composite needle for monopolar electrocoagulation

57 The invention concerns a composite needle, in which the surface of the part penetrating the tissues 4 is comprised of at least two types of materials, electroconductive materials 1 and insulating materials 2.

Thus, the geometry of the electrocoagulated tissue 3 is a function of the distribution of the conductive surfaces. This process makes it possible to keep the noble tissues the needle passes through from getting an electric burn.

This composite instrument, according to the invention, is particularly designed for microsurgery, cosmetic surgery and angiology.

This invention concerns a composite needle for monopolar electrocoagulation.

Surgical instruments which electrocoagulate tissues when connected to a high-frequency generator are described in the literature (see for example, French patent No. 2 153 679). Bipolar electrodes have already been described (see European patent No. 67 620). In France, there are many metal needles used in monopolar electrocoagulation.

Electrocoagulation of all tissues in contact with the surface of the needle was unavoidable, which considerably limited its use, due to the fact that the electric burn that ensued from this involved not only the pathological and undesirable tissue, but also noble tissue over the entire trajectory of the conductive rod.

A composite needle has, within the tissues (4), at least 2 parts:

- A conductive part (1) with low electrical impedance, metal or not, which allows the needle carrier connected to the generator E-F to be conducted up to the tissues to be electrocoagulated.

- An insulating part (2), natural or synthetic, with no or very low conductivity, which makes it possible to protect the noble tissues from an electric burn.

Traditional metal needles had a homogeneous conductive surface in the tissues, and after passage of the current, formed a cylinder or a cone of electrocoagulated materials.

Composite needles, which are circular in cross section, have cylindrical surfaces made of insulating materials facing the tissues to be preserved and cylindrical surfaces made of conductive materials facing the tissues to be electrocoagulated. Thus, the geometry of the electrocoagulated areas (3) is a function of the shape and distribution of the conductive surfaces. The distribution of the electrocoagulated areas is therefore sometimes asymmetrical in relation to the axis of the needle.

Electrocoagulation within natural body cavities often poses the same technical problems, due to the smallness of the places. Composite needles, which have an insulating surface for the mucus membranes or noble tissues, make it possible to center electrocoagulation on the surgical area. Examples of this are electrocoagulation [diathermy] of the cornets in the nasal fossa, electrocoagulation of ectropion in the neck of the uterus or even electric epilation.

The size of the areas of coagulated tissues depends, on one hand, on the type and intensity of the high-frequency current and, on the other hand, on the surface area of the conductive surfaces in contact with those tissues. The diameter being equal, the conductive surfaces of a composite needle are less than those of a homogeneous needle. Thus, to have an electrocoagulation area with the same volume between the two needles, it is necessary to increase the electrification time for the composite needle without increasing the intensity of the high-frequency current. Indeed, an increase in current intensity entails carbonization and excessive adherence of tissues to the conductive surfaces. An accumulation of adhesive tissue materials causes a major drop in conduction between the conductive surface and the tissues. Thus, any new composite needle must be calibrated for the electrification times and the current intensities to be used. Moreover, the operating physician must make sure, during surgery, that the conductive surfaces are clean. An anti-adhesive conductive process can be used.

These composite needles are designed particularly for medicine, human or animal surgery, cellular biology and the agriculture-food industry. Due to the fact that their diameter can be less than 0.15 mm at the tip, these instruments are of special interest in microsurgery and in angiodermal aesthetics.

These composite needles may have any shape and any dimensions, with varied and variable structures. They can be straight, curved or bent, circular in section or not. Diameters less than 0.150 mm are certainly the most useful. The length of the needles depends on the work to be done and on the rigidity desired. The structures call for at least two types of material. First, materials with high conductivity--solid, liquid or gelled--compose the proximal end of the instrument in contact with the needle holder, the conductive surfaces in contact with the tissues to be electrocoagulated, the connection or connections between these two structures. Metals that generally conduct electricity well and help keep the needle rigid are easy to use in this application.

Next, materials with no or very low conductivity--solids, ablative solids or liquids--compose the insulating surfaces and potentially the internal structure of the needle. These are natural or synthetic fibers, resins, fluorocarbonated polymers, silicone polymers, composite bodies impregnated with fluoride, organic phosphates and ceramics. The ablative solids can

be waxes of esters or sulfurated compounds, fats or silicone hydrocarbons. The ablative liquids can be silicone oils or perfluoropolysynthetic fluids. For example, a composite multi-purpose needle designed particularly for cosmetic surgery was manufactured. At the start, it was a steel cylinder. This cylinder is cut out to produce a metal needle having two parts. One conductive proximal part, which is attached to the distal part of the needle-holder whose surface has a concave curve outside, in relation to the axis of the needle, 13 mm long, forming a tip with a diameter of 0.050 mm on its end. Then a base coating of PTFE and bonding resin is deposited on the distal part, which is around 0.015 mm thick.

This is a fluorocarbon-based electrical insulation. After sterilization, the operating physician exposes the surface of his choice using, for example, an accessory having a cursor with a measurement scale, a scraper or a scalpel blade, or even exposing forceps. Thus, the operator exposes, for example, the point (Fig. 2) to electrocoagulate a blotchy area of acne, spider angiomas or small vessels in the ala nasi or for example the distal extremity over 2 to 4 mm long and over the whole circumference of the needle for electric epilation or even, for example, on a cylindrical surface from 1 to 5 mm long and 2/:2 Rad of arc on the lateral face of the needle (Fig. 1) to electrocoagulate a varicosity or an plane angioma, while preserving the epidermis. The operator can also bend this needle at right angles to the original using non-bruising forceps.

This composite needle, which is easy to manufacture, can be sterilized or single-use and disposable. The denudation can be done by the manufacturer.

This simple example shows the obvious interest in this invention.

Claims

1 - Composite needles for monopolar electrocoagulation, characterized by the fact that they include, in the penetrating part, at least two types of surfaces: electroconductive surfaces and electrical insulating surfaces.

2 - The electrocoagulation needles in Claim 1, characterized by the fact that the penetrating part has a homogeneous surface which can be extemporaneously and partially insulated or exposed by the operator.

3 - The needles in Claims 1 and 2, characterized by the fact that they are straight, curved or bent or can be easily modeled by the operator.

4 - The needles in Claims 1 and 2, characterized by the fact that the diameter of the penetrating part is less than 0.150 mm.

5 - The needles in one of the preceding Claims, characterized by the fact that the distribution of the conductive surfaces is asymmetrical in relation to the axis of the needle (Fig. 1).

6 - The needles in Claims 1 and 2, characterized by the fact that their internal structure is composed of natural or synthetic fibers.

7 - The needles in Claims 1 and 2, characterized by the fact that the conductive material or materials are solid, liquid or gelled.

8 - The needles in Claims 1 and 2, characterized by the fact that the conductive surfaces have an anti-adhesive structure for the electrocoagulated tissues.

9 - The needles in Claims 1 and 2, characterized by the fact that the composition of the insulating surfaces is a fluorocarbonated polymer or a silicone polymer.

10 - The needles in any one of the preceding Claims, characterized by the fact that in use, they are denuded using instruments, tools, apparatuses or machines or by the fact that, during use, the operator deposits the electrical insulating materials extemporaneously on its surface, particularly in the form of a sheath.

11 - The needles in any one of the preceding Claims, characterized by the fact that they can be used in natural cavities.

[FIG. 1 & FIG. 2, no text]

THIS PAGE BLANK (USPTO)